



I hereby Certify that this Correspondence is being deposited with the United States Postal Service as First Class Mail in an envelope addressed to: Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450, on January 22, 2004.

Barbara Haggerty

Name
Barbara Haggerty
Signature

January 22, 2004

Date of Signature

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Appl. No. : 10/662,218
Applicant(s) : Juergen Pensel et al.
Filed : September 12, 2003
Title: Ophthalmic Surgical Microscope With A Subject Illumination System
TC/A.U. :
Examiner :
Docket No. : 33997.0089

SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENT

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

Enclosed please find an officially certified copy of German Patent Application No. 102 42 983.9 filed September 17, 2002, from which the above-identified application claims priority.

Respectfully submitted,

HODGSON RUSS LLP

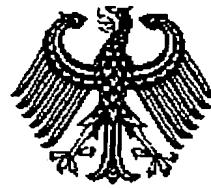
By

George L. Snyder, Jr.
George L. Snyder, Jr.
Reg. No. 37,729

Enclosure

One M&T Plaza, Suite 2000
Buffalo, New York 14203-2391
(716) 856-4000
DATED: January 22, 2004

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 42 983.9

Anmeldetag: 17. September 2002

Anmelder/Inhaber: Leica Microsystems AG,
Heerbrugg/CH

Bezeichnung: Ophthalmo-Operationsmikroskop mit
Objektbeleuchtung

IPC: G 02 B und A 61 F

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 19. Mai 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Wallner

Ophthalmo-Operationsmikroskop mit Objektbeleuchtung

5 Die Erfindung betrifft ein Ophthalmo-Operationsmikroskop mit einer Objektbeleuchtung mit speziellen optischen Eigenschaften.

Verschiedenste Arten von Beleuchtungen, die in ein Operationsmikroskop integriert sind, sind dem Fachmann hinlänglich bekannt. Diese bekannten Beleuchtungen werden entweder seitlich am Mikroskop als Schrägleuchte, beispielsweise mit einem Schwanenhals, vgl. den WILD-Prospekt "Schrägleuchte", M667d-VI.86, Publikationsdatum: Juni 1986, fixiert oder aber zur Verringerung des Beleuchtungswinkels direkt in das Stereomikroskop eingebaut, so dass der Beleuchtungsstrahlengang durch das Hauptobjektiv geführt wird (EP-B1-0 661 020). Allen diesen Beleuchtungen ist gemeinsam, dass sie als Beleuchtungslicht Weißlicht verwenden. In der Regel werden Halogenlampen als Lichtquellen verwendet. Eine spektrale Selektion des Weißlichts erfolgt gewöhnlich zum Schutz des menschlichen Auges gegenüber schädlicher Strahlung. Diese schädliche Strahlung wird in der Regel mittels UV- und IR-Filtern absorbiert.

Bei den heutigen Katarakt-Operationen ist es notwendig, die hintere Linsenkapsel des Patientenauges und darauf verbliebene Linsenreste mit dem Mikroskop kontrastreich zu sehen. Dazu wird der hinlänglich bekannte "Red Reflex" verwendet. Die Erzeugung des Red Reflexes ist technisch nur sehr 5 aufwändig über die sogenannte 0°- oder Koaxial-Technik realisierbar. Diese Beleuchtungen können zu störenden Vignettierungen und Reflexen im Beobachtungsstrahlengang führen.

Durch die Art der Entstehung des Red Reflexes ist er stark vom einzelnen Patientenauge abhängig und reagiert sehr sensibel auf Bewegungen des 10 Auges. Weiterhin bedingt die Art der Entstehung des Red Reflexes, dass der Beobachter im Assistenten-Beobachterstrahlengang einen anderen Red Reflex sieht als der Beobachter im Hauptstrahlengang.

Diese Nachteile können durch eine geeignete Beleuchtungsanordnung im Mikroskop ausgeglichen werden, vgl. hierzu den Leica-Prospekt "The Leica 15 Imaging Module", Dokumenten-Nr.: 10 M1 410 1de - X.99.RDV, Drucklegung: Oktober 1999.

Aus dem Stand der Technik ist weiter bekannt, dass bei Labormikroskopen 20 Polarisations- und/oder Phasen- und/oder Farbfilter bei der visuellen Betrachtung eingesetzt werden, um Objektstrukturen besser sichtbar zu machen, vgl. hierzu: K. Michel: "Die Grundzüge der Theorie des Mikroskops", Stuttgart 1981. Die Technik des Phasenkontrasts wird bisher ausschließlich bei monoskopischen Mikroskopen angewendet.

Als weitere Verbesserung ist bekannt, dass zur Sichtbarmachung 25 verschiedener Medien des menschlichen Auges präoperative Färbungen dieser Medien durchgeführt werden, vgl. hierzu den Farbstoff "Vision Blue" der Medizintechnik-Vertriebs-GmbH, Mömbris.

Färbungen einzelner Medien in vivo am Patientenauge sind insofern schwierig, als sie wegen fehlender Perfusion der optischen Augenmedien lange präoperativ und invasiv erfolgen müssen, kaum selektiv sind und sich zusätzlich im Laufe der Operation verändern können. Dieser Prozess führt zu

5 zusätzlichen Belastungen des Patientenauges. Präoperative Färbungen können während der Operation nur ungenügend gesteuert werden, so dass es nicht möglich ist, für verschiedene Operationsphasen den Schwerpunkt der Sichtbarmachung im Mikroskop auf verschiedene Medien oder Grenzschichten der Medien im Auge zu legen.

10 Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, eine Lösung für diese Probleme zu finden und die Sichtbarkeit der verschiedenen Schichten und Medien im Auge zu verbessern.

Gelöst wird diese Aufgabe durch eine Beleuchtung für ein Ophthalmologisch-Operationsmikroskop, welche die Erkennung und Unterscheidung der 15 einzelnen Medien im Auge und/oder der einzelnen Grenzschichten zwischen den Medien ermöglicht. Dies ohne die obengenannten Nachteile der heute verwendeten Verfahren wie 'Red Reflex' oder 'präoperative Färbungen'.

Der Erfindung liegt die aus der Physik bekannte Tatsache zugrunde, dass 20 Licht mit unterschiedlichen optischen Eigenschaften (Spektrum und/oder Polarisation und/oder Phase) unterschiedlich in einzelnen Medien und/oder an deren Grenzschichten reflektiert, absorbiert oder gestreut wird. Die Gründe hierfür sind die verschiedenen physikalisch-chemischen Zusammensetzungen beziehungsweise die unterschiedliche Morphologie dieser Medien. Die Nutzung dieses physikalischen Effekts erfolgt erfindungsgemäß auf die 25 folgende Art und Weise:

Es wird mittels der erfindungsgemäßen Beleuchtung Licht mit speziellen optischen Eigenschaften erzeugt. Dies kann einerseits durch eine spektrale Selektion des Weißlichts, andererseits durch eine unterschiedliche

Polarisation oder Phase des Lichts oder eine Kombination dieser Faktoren erfolgen. Diese optischen Eigenschaften des Beleuchtungslichts können auf verschiedene Art und Weise erreicht werden:

Zum besseren Verständnis werden nachfolgend bereits Bezugszeichen
5 angegeben, die in der Lösungsbeschreibung aufgeführt sind.

Vor die Lichtquelle 7 werden Farb- und/oder Polarisationsfilter 18 eingesetzt, die das Licht in der gewünschten Weise verändern. Andererseits können auch Lichtquellen 7 verwendet werden, die aufgrund ihrer Lichterzeugung schon die gewünschten spektralen Eigenschaften aufweisen. Solche Lichtquellen sind
10 zum Beispiel Gasentladungslampen.

Dieses mit speziellen optischen Eigenschaften ausgestattete Beleuchtungslicht, insbesondere auch im nicht sichtbaren Bereich, wird auf dem hinlänglich bekannten Weg mit einem Umlenkelement 21 für die Beleuchtung, beispielsweise einem Spiegel oder Prisma, in das
15 Stereomikroskop 1 mit Vergrößerungssystem eingekoppelt und sodann über das Objektiv 3 des Stereomikroskops 1 auf das Patientenauge 5 geleitet. Die unterschiedlichen Medien im Patientenauge 5 bewirken aufgrund der oben genannten physikalisch-chemischen Eigenschaften eine unterschiedliche Reflexion, Absorption, Streuung oder andersartige Wechselwirkungen des
20 Beleuchtungslichts an den einzelnen Medien und/oder an deren Grenzschichten.

Das derart veränderte Licht wird mit einem teildurchlässigen Umlenkelement 10, das ein Spiegel oder Prisma sein kann, aus dem Beobachtungsstrahlengang 2 des Stereomikroskops 1 ausgekoppelt. Hierzu werden
25 bekannte optische Teiler verwendet. Anschließend wird das Licht einem Sensor 12 zugeführt, der in der Lage ist, das in verschiedenen Medien des Auges und/oder an deren Grenzschichten unterschiedlich veränderte Licht zu

detektieren und in entsprechende elektrische und/oder elektronische Signale umzuwandeln.

Diese Signale werden auf eine Auswertungseinheit 14, beispielsweise einen Computer, geführt, der in der Lage ist, die eintreffenden Signale nach ihrer 5 Veränderung auszuwerten und ein Ansteuersignal 15 für einen Projektor 16 beziehungsweise einen Monitor oder ein Display zu erzeugen. Der Projektor 16 generiert aufgrund dieses Ansteuersignals 15 ein elektronisch erzeugtes optisches Bild. Das mittels des Projektors 16 beziehungsweise des Monitors oder des Displays erzeugte optische Bild wird über ein bekanntes Umlenkelement 9 in den Beobachtungsstrahlengang 2 eingekoppelt und dem direkt durch das Stereomikroskop 1 sichtbare Abbild des Objekts wahlweise überlagert.

Der zweite Beobachtungsstrahlengang des Stereomikroskops 1 ist der Einfachheit halber in der Zeichnung nicht dargestellt, da er in der Projektion 15 hinter dem Beobachtungsstrahlengang 2 liegt.

Für eine stereoskopische Dateneinspiegelung, wie sie beispielsweise aus der EP-B1- 1 008 005 bekannt ist, werden zwei separate Umlenkelemente 10 und zwei separate Sensoren 12 für das rechte und das linke Bild mit zwei entsprechenden Umlenkelementen 9 in den rechten und linken 20 Beobachtungsstrahlengang des Stereomikroskops 1 benötigt. Verfahren zur Dateneinspiegelung sind bekannt, vgl. hierzu den bereits erwähnten den Leica-Prospekt: "The Leica Imaging Module".

Mit Hilfe von Dateneinspiegelungen wurden allerdings bisher immer Bilder eingespiegelt, die von Fremdgeräten wie Endoskopen, Computern oder 25 Videokameras erzeugt wurden.

Bei der hier beschriebenen erfinderischen Idee wird jedoch ein Bild in das Stereomikroskop 1 eingespiegelt, das von demselben Stereomikroskop 1 aufgenommen, aber in seinem Bildinhalt verändert wurde.

Durch eine geeignete Wahl der Position des eingespiegelten Bildes (Lage und

5 Gestalt des Zwischenbildes im nicht näher dargestellten Okular) kann es direkt und passgenau dem direkt durch das Stereomikroskop 1 optisch erzeugten Bild des Patientenauges 5 überlagert werden.

In den Beobachtungsstrahlengang 2 des Stereomikroskops 1 beziehungsweise den Strahlengang des eingespiegelten Bildes sind gemäss

10 einer Ausgestaltung zusätzliche Shutter 22,17 eingebaut, die es ermöglichen, wahlweise das ursprüngliche Stereomikroskopbild, das veränderte eingespiegelte Bild oder ein Überlagerung beider Bilder zu sehen. Als Projektor 16, Monitor oder Display können beispielsweise Echtfarben-, Falschfarben- oder Schwarz/Weiß-Systeme eingesetzt werden.

15 Um die oben genannten optischen Effekte zu erreichen, sind beliebige Kombinationen zwischen spektraler Selektion, Polarisation und/oder Phase des Beleuchtungslichts beziehungsweise beliebige Kombinationen zwischen Echtfarben-, Falschfarben- und Schwarz/Weiß-Projektion auszuwählen. Im Extremfall kann auch mit reinem "Falschfarbenlicht" zum Schutz des

20 Patienten- und Beobachterauges gearbeitet werden.

Damit werden die folgenden Verbesserungen bezüglich der herkömmlichen Systeme und Verfahren erreicht:

Die einzelnen Medien des menschlichen Auges und/oder deren Grenzschichten werden dem Chirurgen in Art, Form und Lage in korrekter, mit

25 dem Original übereinstimmender Weise sichtbar gemacht. Zudem ist der Chirurg in der Lage, speziell von ihm gewünschte Elemente des Auges, beispielsweise die Linse, durch eine geeignete Wahl der optischen

Eigenschaften des Beleuchtungslichts (spektrale Selektion, Polarisation und/oder Phase und/oder der nachfolgenden Bildbearbeitung) hervorzuheben oder zu unterdrücken. Die Sichtbarkeit der betrachteten Medien und/oder Grenzschichten ist mit dieser neuen Methode - im Gegensatz zur

5 Beobachtung mit dem Red Reflex - unabhängig von der Bewegung des Patientenauges.

Die Erfindung ist nicht nur auf Ophthalmo-Operationsmikroskope eingeschränkt, sondern lässt sich auch bei anderen optischen Instrumenten, wie Stereomikroskopen, Spaltlampen, Lupenbrillen, chemischen

10 Analysegeräten oder anderen optischen Betrachtungsgeräten mit Beleuchtung einsetzen.

Als vereinfachte Variante kann eine erfindungsgemäß vergleichbare Visualisierung von Art, Form und Lage einzelner Medien des Patientenauges und/oder deren Grenzschichten auch ohne Ein- und Ausspiegelung und

15 elektronische Bearbeitung auf rein visueller Basis erreicht werden, wenn die Veränderung des Beleuchtungslichts im sichtbaren Bereich erfolgt. Dazu werden Filter in die Beleuchtung und an einem geeigneten Ort zwischen Vergrößerungssystem und Okularen des Stereomikroskops eingesetzt, die die gewünschte spektrale Selektion und damit die Sichtbarmachung der Struktur

20 der beobachteten Medien erzeugen.

In der Zeichnung wird eine erfindungsgemäße Objektbeleuchtung für die Beobachtung in einem Ophthalmo-Operationsmikroskop schematisch dargestellt.

Darin ist ein Stereomikroskop 1 mit einem Vergrößerungssystem, einem der

25 beiden Beobachtungsstrahlengänge 2, einem Objektiv 3, einem Tubus 4 mit Okularen sowie ein Patientenauge 5 und ein Beobachter 6 dargestellt. Die in das Stereomikroskop 1 integrierte Beleuchtung und die Abbildung des Patientenauges 5 sind erfindungsgemäß wie folgt aufgebaut:

Am Stereomikroskop 1 ist eine Lichtquelle 7 angebracht. Das von dieser Lichtquelle 7 erzeugte Licht wird über einen zuschaltbaren Filter 18 für die Beleuchtung auf ein Umlenkelement 21 geleitet und von dort auf das Patientenauge 5 projiziert. Das vom Patientenauge 5 veränderte und

5 reflektierte Beleuchtungslicht wird mittels eines Umlenkelements 10 aus dem Beobachtungsstrahlengang 2 des Stereomikroskops 1 ausgekoppelt und über wahlweise zuschaltbare optische Filter 19 für einen lichtempfindlichen Sensor 12 auf diesen geleitet. Der Sensor 12 detektiert das am Patentenauge 5 reflektierte Licht nach Art, Form und Lage und wandelt es in elektrische

10 beziehungsweise elektronische Signale 13 um.

Diese Signale 13 werden mit einer Auswertungseinheit 14, beispielsweise einem Computer, in Ansteuersignale 15 für einen Projektor 16 umgewandelt und an diesen weitergeleitet. Der Projektor 16 erzeugt aus den ihm zugeleiteten Ansteuersignalen 15 ein optisches Bild, welches mittels eines

15 Umlenkelements 9 in den Beobachtungsstrahlengang 2 des Stereomikroskops 1 eingekoppelt wird. Das eingekoppelte Bild wird wahlweise mit Shuttern 17 und 22 dem direkt durch das Stereomikroskop 1 erzeugten optischen Bild des Patientenauges 5 überlagert.

Aus der Zeichnung ist weiter ersichtlich, dass der Shutter 22 zwischen den

20 beiden Umlenkelementen 9 und 10 im Beobachtungsstrahlengang 2 des Stereomikroskops 1 angebracht ist. Der Shutter 17 ist im Strahlengang des vom Projektor 16 erzeugten optischen Bildes angebracht. Durch diese Shutter 17 und 22 lassen sich verschiedene Überlagerungs-Kombinationen des direkt vom Stereomikroskop 1 optisch erzeugten Bildes des Patientenauges 5 und

25 des vom Projektor 16 erzeugten optischen Bildes herstellen.

Die Auswertungseinheit 14 ist in der Lage, mit Hilfe einer Kalibriervorrichtung das einzukoppelnde Bild hinsichtlich seiner Lage und Größe deckungsgleich dem direkt durch das Stereomikroskop 1 optisch erzeugten Bild des Patientenauges 5 zu überlagern. Damit wird eine einfache Erkennbarkeit der

Lage, der Form und der Größe der unterschiedlichen Medien und Grenzschichten des Patientenauges 5 ermöglicht.

Als vereinfachte Variante kann eine erfindungsgemäß vergleichbare Visualisierung von Art, Form und Lage einzelner Medien und/oder

- 5 Grenzschichten des Patientenauges 5 ohne Ein- und Ausspiegelung und elektronische Bearbeitung auf rein visueller Basis erreicht werden, wenn die gewünschten Veränderungen des Beleuchtungslichts im sichtbaren Bereich erfolgen. Dazu werden Filter 18 in den Beleuchtungsstrahlengang 8 und an einem geeigneten Ort zwischen dem nicht dargestellten Vergrößerungssystem
- 10 und den Okularen des Tubus 4, vergleiche den Filter 20, eingesetzt.

In dieser vereinfachten Variante erhält ein in der Zeichnung nicht dargestellter Assistentenbeobachter das gleiche Bild wie der Hauptbeobachter mit der verbesserten Darstellung der Medien und/oder deren Grenzschichten des Patientenauges 5, wenn entsprechend zusätzliche Filter im Assistententubus

- 15 vor den Okularen eingesetzt werden.

Bezugszeichenliste

- 1 Stereomikroskop mit Vergrößerungssystem
- 2 Beobachtungsstrahlengang von (1)
- 3 Objektiv
- 5 4 Tubus mit Okularen
- 5 Patientenauge
- 6 Beobachter
- 7 Lichtquelle(n)
- 8 Strahlengang des Beleuchtungslichts
- 10 9 Umlenkelement
- 10 Umlenkelement
- 11 reflektiertes Beleuchtungslicht
- 12 Sensor
- 13 elektrisches Signal von (12)
- 15 14 Auswertungseinheit (Computer)
- 15 Ansteuersignal für (16)
- 16 Projektor
- 17 Shutter
- 18 Farb- u./o. Polarisations-Filter (zuschaltbar) für die Beleuchtung
- 20 19 Filter (zuschaltbar) für (12)
- 20 Filter (zuschaltbar) für direkte Beobachtung
- 21 Umlenkelement für die Beleuchtung
- 22 Shutter

Patentansprüche

1. Ophthalmo-Operationsmikroskop mit einer Vorrichtung für die Beleuchtung eines Objekts mit Beleuchtungslicht mit besonderen optischen Eigenschaften, **dadurch gekennzeichnet**, dass die spektrale Selektion und/oder die Polarisation und/oder die Phase des Beleuchtungslichts so gewählt ist, dass es in den unterschiedlichen Medien des Patientenauges (5) und/oder an deren Grenzschichten unterschiedlich reflektiert, absorbiert und/oder gestreut wird.
5
2. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass das vom Patientenauge (5) reflektierte und über ein Umlenkelement (10) aus dem Beobachtungsstrahlengang (2) ausgekoppelte Beleuchtungslicht elektronisch detektierbar (19, 12, 13) ist und über eine Auswertungseinheit (14), die die Art, Form und Lage der einzelnen Medien und/oder deren Grenzschichten bestimmbar macht und ein Projektor (16), Monitor oder Display vorgesehen sind, die im Betriebszustand ein Bild erzeugen, das ein Umlenkelement (9) wiederum in den Beobachtungsstrahlengang (2) des Stereomikroskops (1) einspiegelt.
10
3. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach Anspruch 1 und 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass für eine stereoskopische Wiedergabe des künstlich erzeugten Bildes zwei separate Umlenkelemente (10) für die Ausspiegelung und zwei separate Umlenkelemente (9) für die Einspiegelung vorgesehen sind, die sich in dem jeweiligen rechten und linken Beobachtungsstrahlengang (2) des Stereomikroskops (1) befinden.
15
4. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass als Bildaufnahmeverrichtung
20

ein lichtempfindlicher Sensor (12) für das Detektieren des Lichts, das in den einzelnen Medien des Patientenauges (5) und/oder an deren Grenzschichten reflektiert wird, vorgesehen ist.

5. 5. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass dem lichtempfindlichen Sensor (12) eine Auswertungseinheit (14), beispielsweise ein Computer, zugeordnet ist, der ein Erfassen und Darstellen von Art, Form und richtiger Lage der einzelnen Medien und/oder deren Grenzschichten erlaubt.
- 10 6. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Auswertungseinheit (14) ein Projektor (16) zugeordnet ist, dessen Bild in den Beobachtungsstrahlengang (2) des Stereomikroskops (1) einkoppelbar ist.
- 15 7. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Projektor (16), der Monitor oder das Display beispielsweise ein Echtfarben-, Falschfarben- oder Schwarz/Weiß-System ist.
- 20 8. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung für die Beleuchtung eines Objekts mindestens eine Lichtquelle (7) umfasst, deren Beleuchtungslicht wenigstens eine spektrale Selektion und/oder Polarisation und/oder Phaseneigenschaft aufweist.
- 25 9. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Lichtquelle (7) ein oder mehrere wahlweise zuschaltbare Filter (18) für die Erzeugung bestimmter optischer Eigenschaften des Beleuchtungslichts vorschaltbar sind.

10. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Lichtquelle (7) aus der folgenden Gruppe ausgesucht ist: kohärente oder inkohärente Lichtquelle, Laser, Diode, Lampe.
- 5 11. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Beobachtungsstrahlengang (2) des Stereomikroskops (1) und im Strahlengang des eingekoppelten Bildes Shutter (17, 22) angeordnet sind, die im Betriebszustand wahlweise das direkte Beobachtungslicht oder das eingespiegelte Licht abschalten.
- 10 12. Ophthalmo-Operationsmikroskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche mit stereoskopischem Strahlengang, **dadurch gekennzeichnet**, dass für eine Visualisierung der Art, der Form und der Lage der einzelnen Medien des Patientenauges (5) Filter (20) vorgesehen sind, die wahlweise in den Beobachtungsstrahlengang (2) einsetzbar sind.
- 15

Zusammenfassung

Ophthalmo-Operationsmikroskop mit einer Vorrichtung für die Beleuchtung eines Objekts mit Beleuchtungslicht, bei der die spektrale Selektion und/oder die Polarisation und/oder die Phaseneigenschaften des Beleuchtungslights so 5 gewählt sind, dass es in den unterschiedlichen Medien des Patientenauges (5) und/oder an deren Grenzschichten unterschiedlich reflektiert, absorbiert und/oder gestreut wird. Das so veränderte Licht wird aus dem Beobachtungsstrahlengang (2) des Stereomikroskops (1) ausgekoppelt, mit einer Auswertungseinheit (14) die Art, Form und Lage der einzelnen Medien 10 und/oder deren Grenzschichten bestimmt und ein elektronisch generiertes optisches Bild über einen Projektor (16) wiederum in den Beobachtungsstrahlengang (2) eingekoppelt.

(Fig.)

